



PATENT APPLICATION

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re application of

Docket No: Q77499

Kazumasa ITO, et al.

Appln. No.: 10/660,557

Group Art Unit: 3736

Confirmation No.: 6398

Examiner: Not Yet Assigned

Filed: September 12, 2003

For: METHOD FOR REDUCING NOISE, AND PULSE PHOTOMETER USING THE
METHOD

SUBMISSION OF PRIORITY DOCUMENT

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

Submitted herewith is a certified copy of the priority document on which a claim to
priority was made under 35 U.S.C. § 119. The Examiner is respectfully requested to
acknowledge receipt of said priority document.

Respectfully submitted,

Darryl Mexic
Registration No. 23,063

SUGHRUE MION, PLLC
Telephone: (202) 293-7060
Facsimile: (202) 293-7860

WASHINGTON OFFICE

23373

CUSTOMER NUMBER

Enclosures: Japan 2003-187324

Date: January 22, 2004

日 本 国 特 許
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 3 年 6 月 3 0 日
Date of Application:

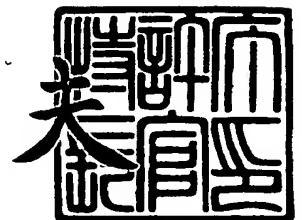
出 願 番 号 特 願 2 0 0 3 - 1 8 7 3 2 4
Application Number:
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 1 8 7 3 2 4]

出 願 人 日 本 光 電 工 業 株 式 会 社
Applicant(s):

2 0 0 3 年 9 月 1 7 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康



【書類名】 特許願

【整理番号】 53-101

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/00

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 番 4 号 日本光電工業株式会社内

 【氏名】 伊藤 和正

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 番 4 号 日本光電工業株式会社内

 【氏名】 鎗田 勝

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 番 4 号 日本光電工業株式会社内

 【氏名】 柴崎 哲也

【特許出願人】

 【識別番号】 000230962

 【氏名又は名称】 日本光電工業株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100099195

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 宮越 典明

【選任した代理人】

 【識別番号】 100116182

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 内藤 照雄

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 030889

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 要約書 1

【物件名】 図面 1

【包括委任状番号】 0017289

【包括委任状番号】 0017288

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 ノイズ除去方法及びそれを適用したパルスフォトメータ

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射して透過または反射した各波長の光を電気信号に変換して得られた各波長の測定脈波データに対して前処理を施すステップと、

前記各波長の測定脈波データを複数の周波数帯域毎に分割して、各周波数帯域毎の主成分吸光度比を求めるステップと、

前記各周波数帯域毎の主成分吸光度比の同一性の有無により、測定脈波データのノイズの混入の有無を判定するステップと、

を含むことを特徴とする測定脈波データのノイズの混入の有無の判定方法。

【請求項 2】 前記各周波数帯域毎の主成分吸光度比の同一性の有無の判定は、分割後の周波数帯域の全てで主成分吸光度比が所定範囲内であった場合、或いは分割後のパワーが支配的周波数帯域での主成分吸光度比が所定範囲内であった場合に、測定脈波データにノイズの混入が無いと判定することを特徴とする請求項 1 に記載の測定脈波データのノイズの混入の有無の判定方法。

【請求項 3】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射して透過または反射した各波長の光を電気信号に変換して得られた各波長の測定脈波データからノイズを除去する方法であって、

前記各波長の測定脈波データ列に対して、既知の或いは予め求められた吸光度比を用いたアフィン変換により測定脈波データ列を白色化処理をして、脈波信号とノイズ信号とに分離することを特徴とするノイズ除去方法。

【請求項 4】 前記白色化処理におけるアフィン変換は、既知或いは予め求められた吸光度比と、それに直交する方向成分として吸光度比方向のノルムを最小にするように決定した係数を使用することを特徴とする請求項 3 に記載のノイズ除去方法。

【請求項 5】 前記既知の吸光度比として、請求項 2 の判定でノイズの混入が無いと判定された主成分吸光度比を用いることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載のノイズ除去方法。

【請求項 6】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射して透過または反射した各波長の光を電気信号に変換して得られた各波長の測定脈波データに対して前処理を施すステップと、

前記各波長の測定脈波データを複数の周波数帯域毎に分割して、各周波数帯域毎に白色化処理をするステップとを含み、脈波信号とノイズ信号とを分離することを特徴とするノイズ除去方法。

【請求項 7】 前記白色化処理に独立成分分析を用いることを特徴とする請求項 6 に記載のノイズ除去方法。

【請求項 8】 前記請求項 3 ～ 7 のいずれかの方法で、異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射して透過または反射した各波長の光を電気信号に変換して得られた各波長の測定脈波データ列を処理して分離した脈波信号とノイズ信号との周波数解析により、各周波数成分毎の振幅比若しくはパワー比を得ることを特徴とする信号処理方法。

【請求項 9】 前記請求項 3 ～ 8 のいずれかの方法で、異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射して透過または反射した各波長の光を電気信号に変換して得られた各波長の測定脈波データ列を処理してノイズ成分と信号成分を分離することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 10】 前記分離された信号成分から、脈拍波形得ることを特徴とする請求項 9 に記載のパルスフォトメータ。

【請求項 11】 前記分離された信号成分から、脈の検出或いは周波数解析から脈拍数を算出することを特徴とする請求項 9 に記載のパルスフォトメータ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

複数の波長で測定した光電脈波を用いて生体情報を測定する装置、特に呼吸器・循環器系の診断に用いられるパルスフォトメータの改良に関する。

【0002】

【従来の技術】

医療に際し、血液に含まれる吸光物質濃度測定として、酸素飽和度 SpO₂ の測定

、一酸化炭素ヘモグロビンやMetヘモグロビン等の特殊ヘモグロビンの濃度測定、注入色素濃度の測定を目的としたパルスフォトメータが知られている。

酸素飽和度SpO₂の測定装置を特にパルスオキシメータと呼んでいる。

【0003】

パルスオキシメータの原理は、対象物質への吸光性が異なる複数の波長の光を生体組織に透過させ、その透過光の光量を連続的に測定することで得られる脈波から対象物質の濃度を求めるものである。

本出願人は、特許第3270917号（特許文献1）において、異なる2つの波長の光を生体組織に照射して透過光から得られる2つの脈波のそれぞれの大きさを縦軸、横軸としてグラフを描き、その回帰直線を求め、その回帰直線の傾きに基づいて、動脈血中の酸素飽和度ないし吸光物質濃度を求めることを提案している。

この発明により、測定精度を高め、低消費電力化することができた。

しかし、各波長の脈波についての多くのサンプリングデータを用いて回帰直線ないしその傾きを求めるためには、なお多くの計算処理を要していた。

【0004】

【特許文献1】

特許第3270917号（請求項1、2、図2、図4）

【0005】

次に、本発明の前提である、動脈血酸素飽和度を測定するパルスオキシメータを例に挙げて原理を説明する。

なお、この技術は、パルスオキシメータに限られず、特殊ヘモグロビン（一酸化炭素ヘモグロビン、Metヘモグロビンなど）、血中に注入された色素などの血中吸光物質をパルスフォトメトリーの原理を用いて測定する装置（パルスフォトメトリー）に適用できる。

【0006】

図1に装置のブロック図を示す。パルスオキシメータを例にして説明する。

通常、測定は被測定部にプローブ1が装着される。

演算処理・制御部8で、異なる波長の光を発生する発生手段（LEDs）2（赤色

発光ダイオード（以下R-LED）及び赤外光発光ダイオード（以下IR-LED）の発光タイミングが生成され、発光ダイオード駆動部4によってプローブ内のR-LED及びIR-LEDが交互に発光する。

LEDs 2 によって発せられた光は、プローブ装着部が装着された被測定部を透過しプローブ内の受光部P D（Photo Diode）3で受光される。

受光部3で光→電気変換された信号は入力部5にて電圧に変換される。

この受光信号には、被測定部での脈動の光学特性を反映した成分がAC成分として現れる。

受光部P D 3 から得られた信号を、復調回路6で赤外光（R I）及び赤色光（R）の波長に分離・復調処理して、A D変換回路7によりそれぞれデジタル化された信号列を演算処理・制御部8に与えて演算処理することによって、例えば、酸素飽和度SpO₂を算出するものである。

【0 0 0 7】

前記A D変換回路7によってデジタル化された赤外光（I R）及び赤色光（R）に対応する信号列が、それぞれの測定脈波データを形成している。

組織の透過光の吸光度Aは、血液の減光度をAb、その他の組織の減光度をAtとすると、次式で表わされる。

【0 0 0 8】

【数1】

$$A = A_b + A_t = \ln(I_{in}) - \ln(I_{out}) = E \cdot C \cdot D + A_t \quad (1)$$

【0 0 0 9】

I out：透過光強度

I in：入射光強度

E：血液の吸光係数

C：血中のヘモグロビン濃度

D：血液の厚み

血液の動脈によりその厚みがD + Δ Dとなったとき、式（1）は次のようになる。

【 0 0 1 0 】

【数 2】

$$A + \Delta Ab = \ln(I_{in}) - \ln(I_{out}) + \Delta \ln(I_{out}) = E \cdot C \cdot (D + \Delta D) + At \quad (2)$$

【 0 0 1 1 】

(2) 式－(1) 式

【 0 0 1 2 】

【数 3】

$$\Delta Ab = -\Delta \ln(I_{out}) = E \cdot C \cdot \Delta D \quad (3)$$

【 0 0 1 3 】

波長 λ_1 , λ_2 それぞれについて (3) 式は次のようになる。

【 0 0 1 4 】

【数 4】

$$\Delta Ab_1 = -\Delta \ln(I_{out_1}) = E_1 \cdot C \cdot \Delta D \quad (4)$$

$$\Delta Ab_2 = -\Delta \ln(I_{out_2}) = E_2 \cdot C \cdot \Delta D \quad (5)$$

【 0 0 1 5 】

添字 1, 2 はそれぞれ波長 λ_1 , λ_2 に関するものであることを示している。(4) 式 ÷ (5) 式 = Φ_S とおくと、

【 0 0 1 6 】

【数 5】

$$\Phi_s = \frac{\Delta Ab_1}{\Delta Ab_2} = \frac{\Delta \ln(I_{out_1})}{\Delta \ln(I_{out_2})} = \frac{E_1}{E_2} \quad (6)$$

【 0 0 1 7 】

となり、 $\Delta \ln(I_{out_1})$, $\Delta \ln(I_{out_2})$ を測定して Φ を求め酸素飽和度 S を

【 0 0 1 8 】

【数 6】

$$S = f(\Phi_s) \quad (7)$$

【 0 0 1 9 】

として求められる。

【0020】

この $\Delta \ln(I_{out1})$, $\Delta \ln(I_{out2})$ に脈動を反映した成分以外に、体動等の影響が重畳すると各波長の吸光度は

【0021】

【数7】

$$\Delta Ab_1' = -\Delta \ln(I_{out1}') = E_1 \cdot C \cdot \Delta D + E_{n1} \cdot C_n \cdot \Delta D_n \quad (8)$$

$$\Delta Ab_2' = -\Delta \ln(I_{out2}') = E_2 \cdot C \cdot \Delta D + E_{n2} \cdot C_n \cdot \Delta D_n \quad (9)$$

【0022】

E_n : ノイズ源の吸光係数

C_n : ノイズ源の濃度

D_n : ノイズ源の厚み変化

で表現され、脈動成分を反映した波形（脈波）のみは得られず、ノイズが重畳した信号が観測される。

この場合の吸光度比 Φ' は

【0023】

【数8】

$$\Phi' = \frac{\Delta Ab_1'}{\Delta Ab_2'} = \frac{\Delta \ln(I_{out1}')}{\Delta \ln(I_{out2}')} = \frac{E_1 \cdot C \cdot \Delta D + E_{n1} \cdot C_n \cdot \Delta D_n}{E_2 \cdot C \cdot \Delta D + E_{n2} \cdot C_n \cdot \Delta D_n} \quad (10)$$

【0024】

となり、動脈血酸素飽和度とは一致しない。

図2(a)は各波長での所定時間毎の透過光強度データの対数を取り、その平均値をゼロとする処理もしくは低域除去フィルタ処理を行った波形である。

図2(a)のほぼ同時刻（脈波の周波数成分に比べて十分短い）に測定された波形データを用いて、横軸に赤外光の振幅、縦軸に赤色光の振幅として表したグラフを図2(b)に示す。

観測データが脈波成分のみを反映していれば、このグラフはほぼ直線上にのり、この直線の傾きが吸光度比 Φ_s を表す。

しかし、図3 (a) に示すようにノイズが重畳した場合、ノイズは脈波成分とは異なり、ノイズの吸光度比と動脈の吸光度比の合成された結果となる (図3 (b)) 。

【0025】

上述の如く、測定された脈波データにノイズが含まれていると正確な吸光度比の測定ができないので、ノイズを除去する必要がある。

このノイズの除去の手法としては、従来から周波数解析手法及び独立成分分析が知られている。

【0026】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、周波数解析手法では、測定された脈波データの信号成分の基本波或いはその高調波とノイズの周波数が重なった場合には、信号成分の抽出が困難になるという問題があった。

また、独立成分分析手法では、測定脈波データ以上の独立成分に分解できないため、複数ノイズ源が存在した場合に分離が困難であるという問題があった。

【0027】

本願発明の課題 (目的) は、ノイズの重畳した観測信号から容易にノイズを除去して脈波データを抽出して、吸光度比を求めることにある。

また、ノイズを除去した脈波データを用いたパルスフォトメータを提供することにある。

【0028】

【課題を解決するための手段】

前記課題を解決するために、異なる2つの波長の光を生体組織に照射して透過または反射した各波長の光を電気信号に変換して得られた各波長の測定脈波データに対して前処理を施すステップと、

前記各波長の測定脈波データを複数の周波数帯域毎に分割して、各周波数帯域毎の主成分吸光度比を求めるステップと、

前記各周波数帯域毎の主成分吸光度比の同一性の有無により、測定脈波データのノイズの混入の有無を判定するステップとで測定脈波データのノイズの混入の

有無の判定を実行する。(請求項1)

【0029】

また、前記各周波数帯域毎の主成分吸光度比の同一性の有無の判定は、分割後の周波数帯域の全てで主成分吸光度比が所定範囲内であった場合、或いは分割後のパワーが支配的周波数帯域での主成分吸光度比が所定範囲内であった場合に、測定脈波データにノイズの混入が無いと判定する。(請求項2)

【0030】

また、異なる2つの波長の光を生体組織に照射して透過または反射した各波長の光を電気信号に変換して得られた各波長の測定脈波データからノイズを除去する方法であって、

前記各波長の測定脈波データ列に対して、既知の或いは予め求められた吸光度比を用いたアフィン変換により測定脈波データ列を白色化処理をして、脈波信号とノイズ信号とに分離する。(請求項3)

【0031】

また、前記白色化処理におけるアフィン変換は、既知或いは予め求められた吸光度比と、それに直交する方向成分として吸光度比方向のノルムを最小にするように決定した係数を使用する。(請求項4)

また、前記既知の吸光度比として、請求項2の判定でノイズの混入が無いと判定された主成分吸光度比を用いる。(請求項5)

【0032】

また、異なる2つの波長の光を生体組織に照射して透過または反射した各波長の光を電気信号に変換して得られた各波長の測定脈波データに対して前処理を施すステップと、前記各波長の測定脈波データを複数の周波数帯域毎に分割して、各周波数帯域毎に白色化処理をするステップとを含み、脈波信号とノイズ信号とを分離する。(請求項6)

【0033】

また、前記白色化処理に独立成分分析を用いる。(請求項7)

また、前記請求項3～7のいずれかの方法で、異なる2つの波長の光を生体組織に照射して透過または反射した各波長の光を電気信号に変換して得られた各波

長の測定脈波データ列を処理して分離した脈波信号とノイズ信号との周波数解析により、各周波数成分毎の振幅比若しくはパワー比を得る。(請求項 8)

【0034】

また、前記請求項 3～8 のいずれかの方法で、異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射して透過または反射した各波長の光を電気信号に変換して得られた各波長の測定脈波データ列を処理してノイズ成分と信号成分を分離するパルスフォトメータ。(請求項 9)

また、前記分離された信号成分から、脈拍波形得るパルスフォトメータ。(請求項 10)

また、前記分離された信号成分から、脈の検出或いは周波数解析から脈拍数を算出するパルスフォトメータ。(請求項 11)

【0035】

なお、請求項 1～8 に係る発明は、手順(ステップ)を限定した方法の発明であるが、各手順(ステップ)それぞれの機能を達成する手段として、装置の発明とすることも可能である。

【0036】

【発明の実施の形態】

・既知の吸光度比を利用して信号成分とノイズ成分とを分離する方法

先ず、図 1 の構成のプロープ内の受光部 P D (Photo Diode) 3 で受光した光を入力部 5 にて電圧に変換される。

この受光信号には、被測定部での脈動の光学特性を反映した成分が AC 成分として現れる。

受光部 P D 3 から得られた信号を、復調回路 6 で赤外光 (R I) 及び赤色光 (R) の波長に分離・復調処理して、A D 変換回路 7 によりそれぞれデジタル化する。

【0037】

この赤外光観測信号のデータ列を

$$IR = \{IR_i ; i=0, 1, 2, \dots\} \quad (11)$$

赤色光観測信号のデータ列を

$$R = \{R_i ; i=0, 1, 2, \dots\} \quad (12)$$

観測信号の脈波成分を

$$S = \{S_i ; i=0, 1, 2, \dots\} \quad (13)$$

観測信号のノイズ成分を

$$N = \{N_i ; i=0, 1, 2, \dots\} \quad (14)$$

とする。

図 4 に示すように、脈波成分の傾きを ϕ 、ノイズ成分の傾きを ψ とすると、得られた観測信号 (IR_i, R_i)

【 0 0 3 8 】

【数 9】

$$\begin{pmatrix} IR_i \\ R_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ \sin \phi & \cos \phi \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} S_i \\ N_i \end{pmatrix} \quad (15)$$

【 0 0 3 9 】

は信号成分： S_i 、雑音成分： N_i の合成ベクトルとして表現される。

従って、

【 0 0 4 0 】

【数 1 0】

$$W = \begin{pmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ \sin \phi & \cos \phi \end{pmatrix} \quad (16)$$

【 0 0 4 1 】

【数 1 1】

$$\begin{pmatrix} S_i \\ N_i \end{pmatrix} = A \cdot \begin{pmatrix} IR_i \\ R_i \end{pmatrix} \quad (17)$$

【 0 0 4 2 】

W の逆行列 A を観測データに作用させれば信号成分： S と雑音成分： N が分離できる。

これは、信号(S)成分を横軸へ、ノイズ(N)成分を縦軸へ変換することを表しており、白色化を実現する変換行列Aを求めると、

【0043】

【数12】

$$A = \begin{pmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ \sin \phi & \cos \phi \end{pmatrix}^{-1} = \frac{1}{\sin(\phi - \phi)} \begin{pmatrix} \sin \phi & -\cos \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & -1/\tan \theta \\ 0 & 1/\sin \theta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{pmatrix} \quad (18)$$

【0044】

となる。従って、

【0045】

【数13】

$$\begin{pmatrix} S \\ N \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & -1/\tan \theta \\ 0 & 1/\sin \theta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} IR \\ R \end{pmatrix} \quad (19)$$

【0046】

を得る。

吸光度比 ϕ は信号成分の傾きである。

傾き ϕ と吸光度比 Φ の関係は、 $\Phi = \tan \phi$ である。

脈拍数に比べて十分短い時間内であれば、直前の値（例えば、10msec前）を既知の値として扱える。

また、後に記すような手法で求めた ϕ の候補を用いる事も可能である。

次に、 θ は、

$$\theta = \phi - \phi \quad (20)$$

で表され、 ϕ が不明なため、 $0 \sim \pi/2$ の間で横(S)軸方向のノルムを最小となる角度として決定する。

得られた ϕ 、 θ を用いた変換行列Aで観測信号を処理すると、横軸に信号成分、縦軸にノイズ成分が得られる。

図3(b)を変換行列Aの処理によって得られたグラフを図3(c)に示す。

また、この処理によってノイズが分離・軽減された得られた波形を図3(d)に示す。

処理前の周波数解析によって得られた赤外光及び赤色光のスペクトルを図 5 に示し、対応する処理後の信号成分及びノイズ成分の周波数解析によって得られたスペクトルを図 6 に示す。

【 0 0 4 7 】

・ 脈拍数の算出方法

上記の変換処理によって抽出した信号波形からpeak-peakインターバル T_s (図 3 (d)) を求めることで、容易に脈拍数 $=1/T_s \times 60[\text{beats/min}]$ を求めることができる。

あるいは、処理前の周波数解析によって得られたスペクトル (図 5) に比べ処理後の信号から周波数解析によって得られたスペクトル (図 6) は、脈波の基本周波数 f_s が明確になることから、脈拍数 $=f_s \times 60[\text{beats/min}]$ として計算できる。

【 0 0 4 8 】

・ 観測信号にノイズが混入していないかを判定する方法

観測信号を、所定の周波数範囲毎に分離する。

分離は連続した周波数範囲毎でも良いし、離散範囲の合成毎でも良い。

各周波数範囲毎に横軸 (或いは縦軸) に赤外光の成分、それと直交する軸に赤色光の成分をとる。

図 7 は、横軸に赤外光の成分、縦軸に赤色光の成分をとったグラフである。

脈波周波数帯域全体及び分離後の周波数範囲毎に主成分に相当する傾きを求め、その値の同一性から単一信号か複数信号の合成かを判断する。

具体的に単一信号と判断する方法として、脈波周波数帯域全体及び分離後の周波数範囲全てが所定範囲内である事や、或いはパワー (power) の支配的な範囲の値と脈波周波数帯域全体の値とが所定範囲内である事などがある。

具体例として、図 7, 8 は、脈波周波数帯域全体と 0.5Hz ~ 6 Hz 迄の範囲を 0.5 Hz 毎分割したときを表しており、タイトル部に主成分の傾きを記してある。

図 7 は、0.5-1Hz : 0.54 3.5-4.0Hz : 0.84 4.0-4.5 : 0.84 と大きな Power を示している範囲で異なる値を示しており、複数信号の合成が観測されたと判断できる。

図 8 は、大きな Power を示している範囲 1-1.5Hz、2-2.5Hz、2.5-3Hz で同じ 0.50

値を示しており、単一信号と判断する。

【0049】

・酸素飽和度候補（吸光度比）算出

前記ノイズ混入の判定と同様に、脈波信号周波数帯域内を複数の範囲に分離する。分離した周波数範囲毎に独立成分分析を行う。

観測信号縦ベクトルを S 、 T ：転置行列とすると、式(11), (12)より、

【0050】

【数14】

$$\tilde{S} = (S_0, S_1, S_1 \dots)^T \quad (21)$$

【0051】

【数15】

$$(S_i) = \begin{pmatrix} IR_i \\ R_i \end{pmatrix} \quad (i=0,1,2,\dots) \quad (22)$$

【0052】

観測信号ベクトル S の分散共分散行列を H は、

【0053】

【数16】

$$H = S^T \cdot S \quad (23)$$

【0054】

その固有値対角行列を Λ 、固有ベクトル行列を Γ とする。

独立成分 Y は、変換行列を U とすれば、

【0055】

【数17】

$$Y = U \cdot S = \Gamma \cdot \Lambda^{-\frac{1}{2}} \cdot \Gamma^T \cdot S \quad (24)$$

【0056】

として求められ、独立成分に分解される。

分離した周波数範囲に信号成分が存在すれば、図 3 (c) に示すような信号成分－ノイズ成分平面に変換できる。

固有ベクトル行列を変換行列 U の逆行列 U^{-1} で変換すると、 $I R - R$ 平面にベクトルが投影され、信号成分を表すベクトルの傾きが Φ_s を、ノイズ成分を表すベクトルの傾きが Φ_n として得られる。

図 2 の観測信号に対して、図 8 の周波数範囲毎に傾きを求めた結果が図 1 0 であり、吸光度比 1 が各周波数で近い (0.5 ± 0.02) ことが解る。

図 7 を処理した結果が図 9 であり、図 6 の f_s を含む範囲に Φ_s を示す結果が得られている。

酸素飽和度 SpO_2 は Φ_s の関数

$$SpO_2 = f(\Phi_s)$$

として得られる。

【 0 0 5 7 】

次に、図 1 に示す装置ブロックの処理部の動作を以下詳述する。

図 1 1 は処理フローを示すフローチャートである。

S1：測定開始すると、赤色光・赤外光で観測されたデジタル信号を前処理する。
ここでは、Lambert-Beer の法則に基づく対数演算や脈波帯域フィルタ処理などを行う。

S2：それぞれの信号をバンドパスフィルタを用いて所定の周波数範囲（例えば、0.5Hz 刻み）に分割し、周波数範囲毎の主成分吸光度比（ $I R - R$ 平面上での主成分の傾き）を求める。

S3：周波数範囲毎に求めた主成分吸光度比の同一性を判定し、脈波の吸光度比候補を求める。候補は複数あってもよい。

S4：S2, S3 の結果から、信号源が単一か複数かを判定する。

S5：単一信号の場合、その主成分吸光度比から酸素飽和度を、また、S1 の処理結果から基本周期を求め、脈拍数を算出する。

S6：S3 で得られた吸光度比候補或いは、直前の SpO_2 値に対応した吸光度比結果（脈拍数に比較して十分早い：例えば 10msec 前）を用い、アフィン変換する。 変

換行列は、式(19)を用い、 ϕ (吸光度比に対応した値) にて回転させ、 θ は ϕ 軸方向のノルム値が最小となる角度として求める。

S7: S6の ϕ 方向で得られた信号の時間軸での周期或いは周波数解析により基本周期を求め、脈拍数を得る。また、周波数毎の S/N を求め吸光度比信頼性評価の指標の 1 つとする。

S8: S2で分割された各周波数範囲の時間領域データを使い、独立成分分析を行う。

S9: S8で得られた固有ベクトルの IR-R 平面での傾きを求め、各周波数範囲の間の同一性を判定し、吸光度比候補を求める。候補は複数あってもよい。

S10: S3, S5, S7, S8の出力と過去の吸光度比・帯域を比較し、その共通項、継続性、信頼性(S7出力) とから、現在の酸素飽和度を決定する。必要に応じて平均処理をした後、出力する。

S11: 測定を継続するときは、S1に戻り処理を繰り返し、継続しない場合は、測定を終了する。

【0058】

【発明の効果】

本発明では、予め既知の吸光度比を用いることで、脈波信号とノイズ信号とを分離、ノイズの軽減された脈波信号を取得することが可能である。

また、既知の吸光度比の利用にはアフィン変換を用い、観測信号を白色化 (Sphering, whitening) し、脈波信号とノイズ信号とを分離、ノイズの軽減された脈波信号を取得することが可能である。

また、脈波信号周波数帯域内を複数の範囲に分離し、周波数帯域毎の吸光度比主成分を求め、その同一性を利用することで観測信号にノイズが混入していないかを判定することができる。

また、既知の吸光度比の利用したアフィン変換は、既知の吸光度比の利用した一回目の回転と、ノイズを除去するのに適した係数を決定でき、ノイズの軽減された脈波信号を取得することが可能である。

また、ノイズの軽減された脈波信号から、脈の検出或いは周波数解析から脈拍数を求めることができる。

また、脈波信号周波数帯域内を複数の範囲に分離する事で、信号源の数を減らし、周波数範囲毎に白色化 (Sphering, whitening) する事で、脈波信号の吸光度比とノイズ信号の吸光度比とを求めることができる。

また、脈波信号とノイズ信号とを分離して得られるので、周波数毎のS/N比が求められ、信号の評価指標に利用できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明のパルスオキシメータの構成を示すブロック図である。

【図 2】

(a)は、各測定波長での平均値をゼロとする処理もしくは低域除去フィルタ処理を行った波形である。

(b)は、横軸に赤外光の振幅、縦軸に赤色光の振幅として表したグラフである。

【図 3】

(a)は、ノイズの重畳した観測 (測定) 波形である。

(b)は、横軸に赤外光の振幅、縦軸に赤色光の振幅として表したグラフである。

(c)は、(b)を変換行列Aの処理によって得られたグラフである。

(d)は、この処理によってノイズが分離・軽減された得られた波形である。

【図 4】

信号成分とノイズ成分の関係を示す図である。

【図 5】

処理前の周波数解析によって得られた赤外光及び赤色光のスペクトル図である。

【図 6】

信号成分及びノイズ成分の周波数解析によって得られたスペクトル図である。

【図 7】

横軸に赤外光の成分、縦軸に赤色光の成分をとったグラフである。(ノイズ重畳)

【図 8】

横軸に赤外光の成分、縦軸に赤色光の成分をとったグラフである。(単一信号)

【図 9】

図 8 の周波数範囲毎に傾きを求めた結果である。

【図 1 0】

図 7 の周波数範囲毎に傾きを求めた結果である。

【図 1 1】

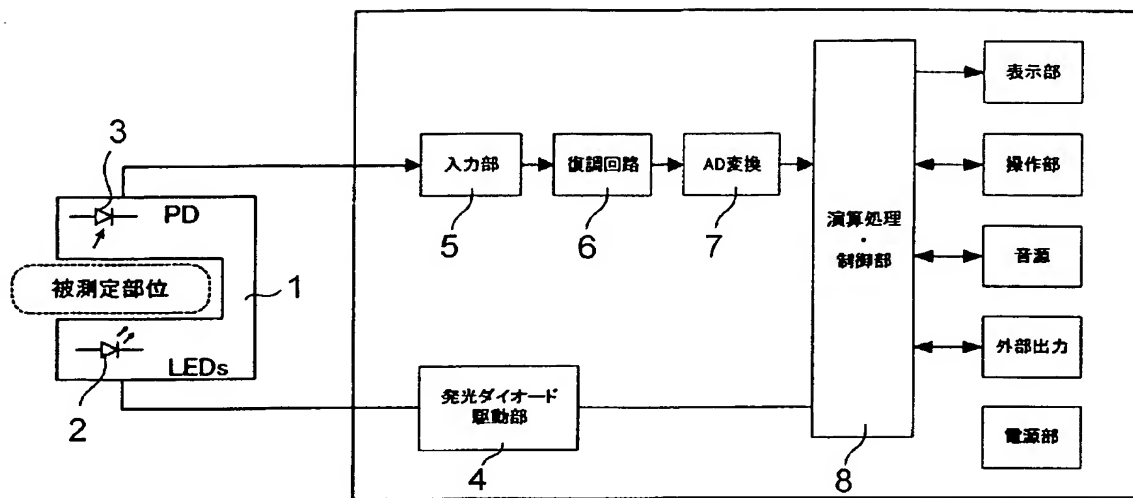
本発明の処理フローを示すフローチャートである。

【符号の説明】

- 1 プローブ
- 2 発光部（LED s）
- 3 受光部（PD）
- 4 発光ダイオード駆動部
- 5 入力部
- 6 復調回路
- 7 AD変換
- 8 演算処理・制御部

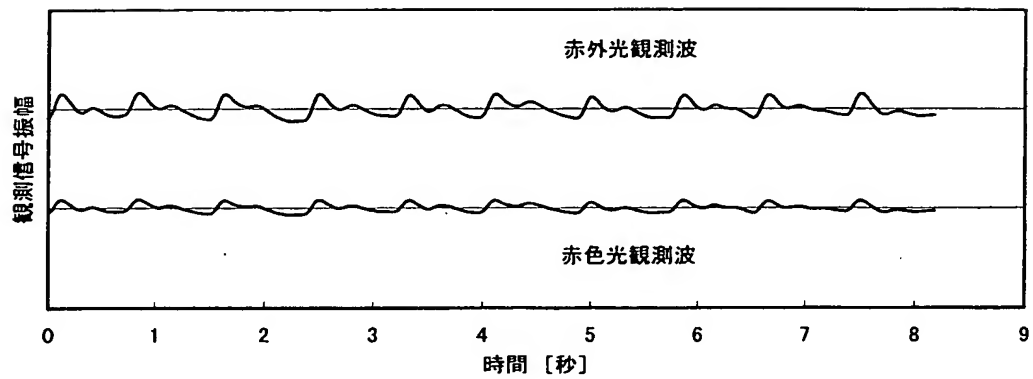
【書類名】 図面

【図 1】

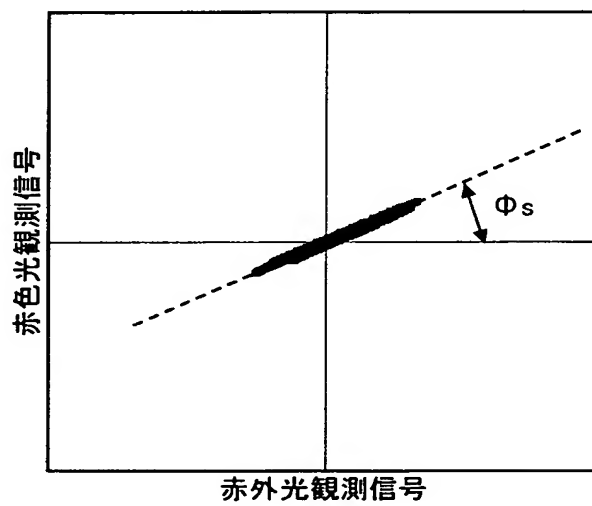


装置ブロック図

【図 2】

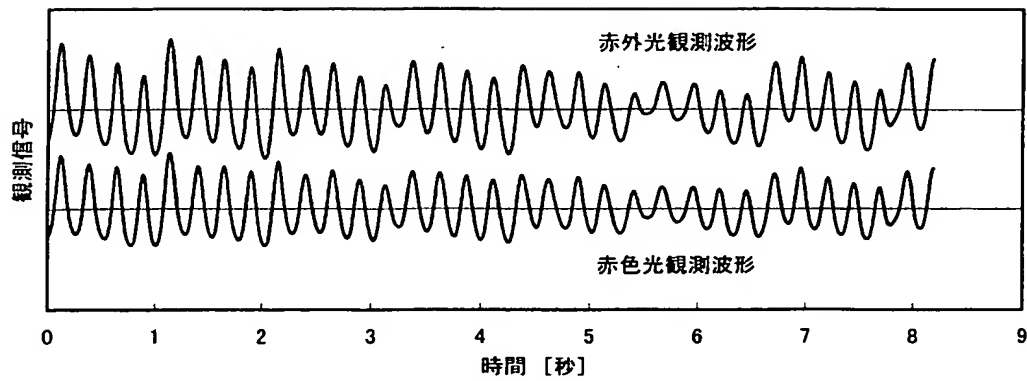


(a)

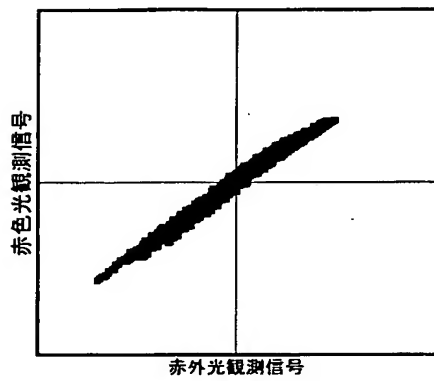


(b)

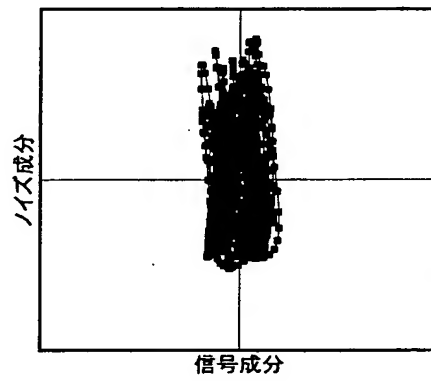
【図 3】



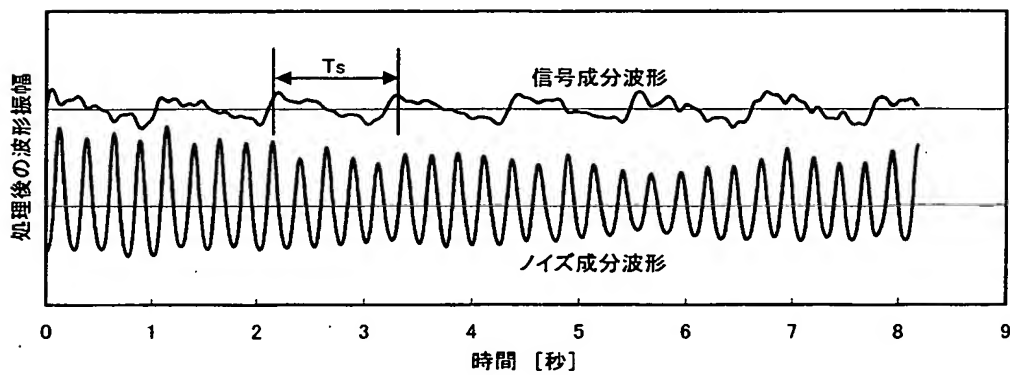
(a)



(b)

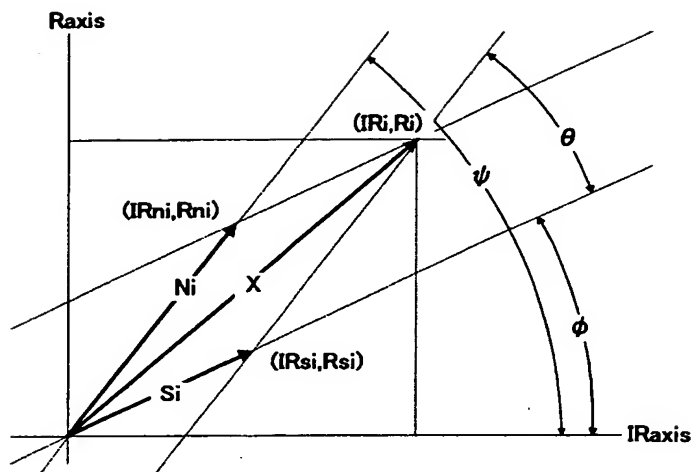


(c)

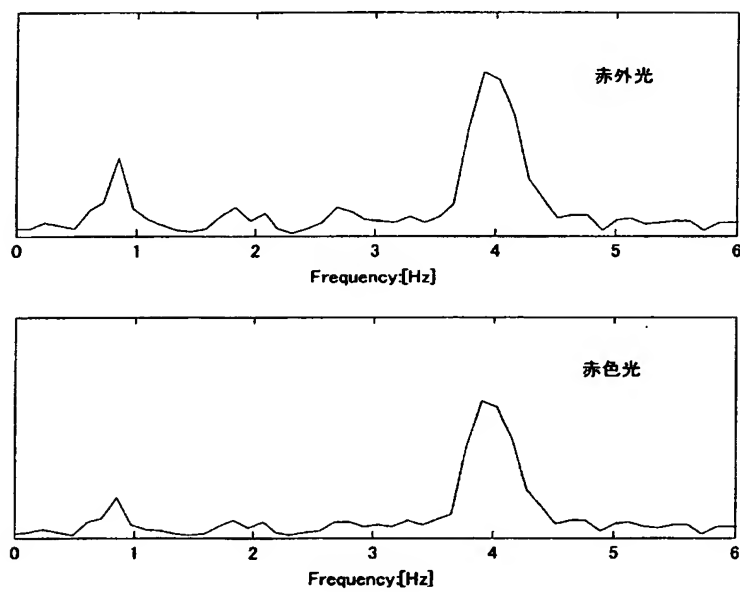


(d)

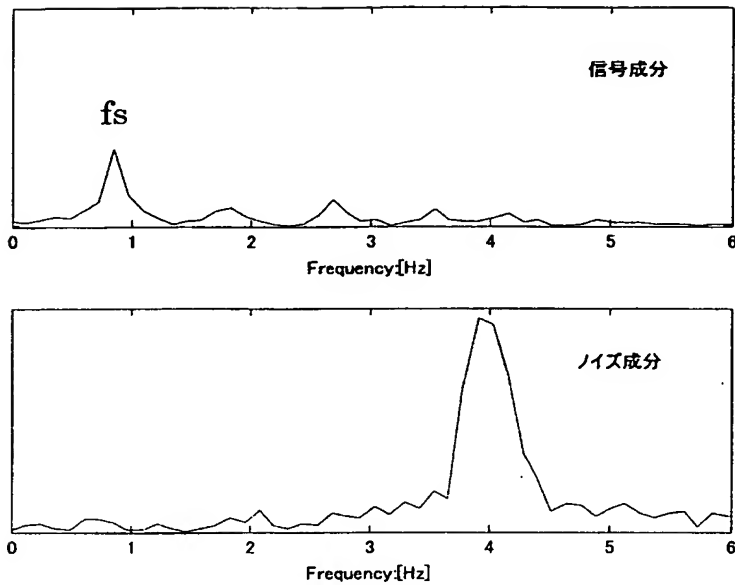
【図 4】



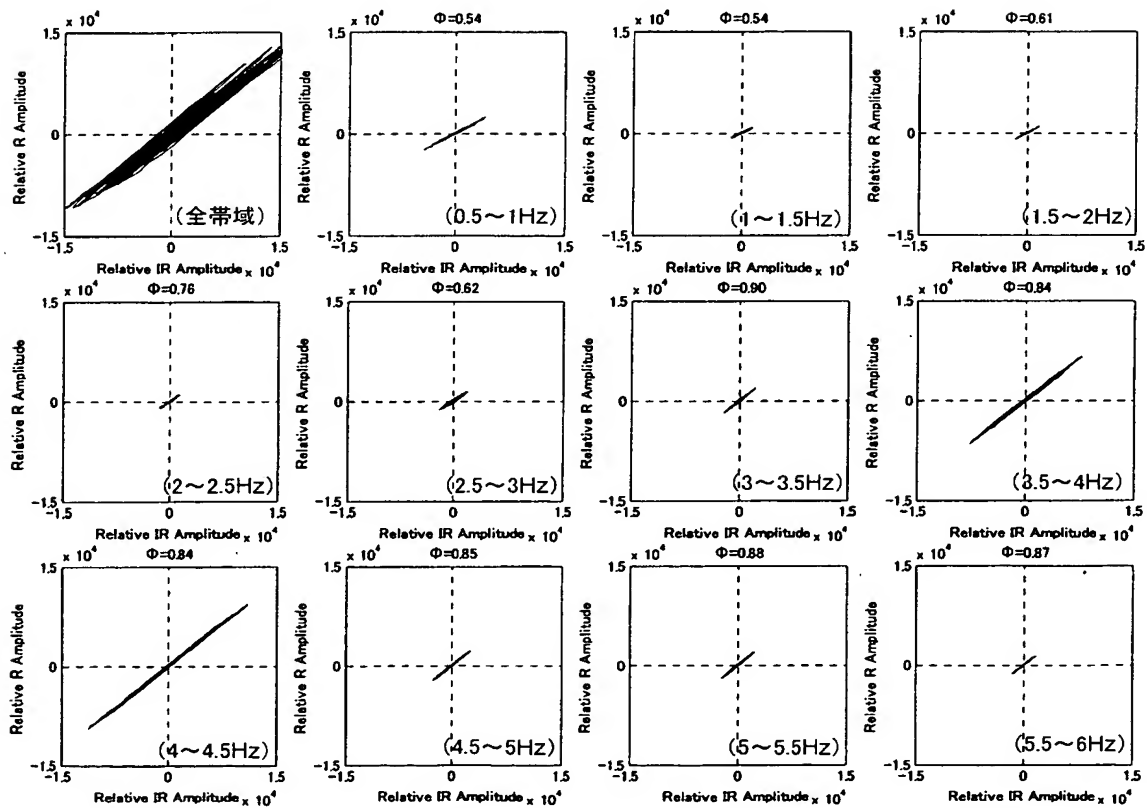
【図 5】



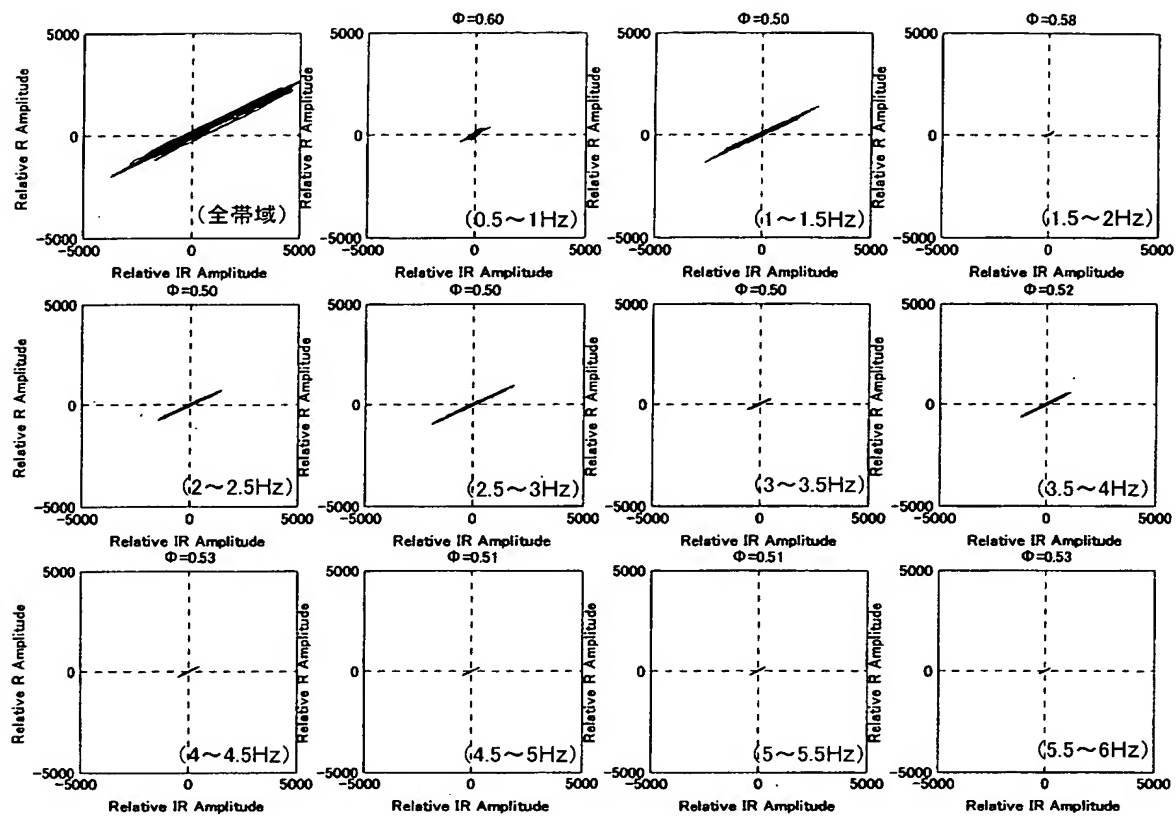
【図 6】



【図 7】



【図 8】



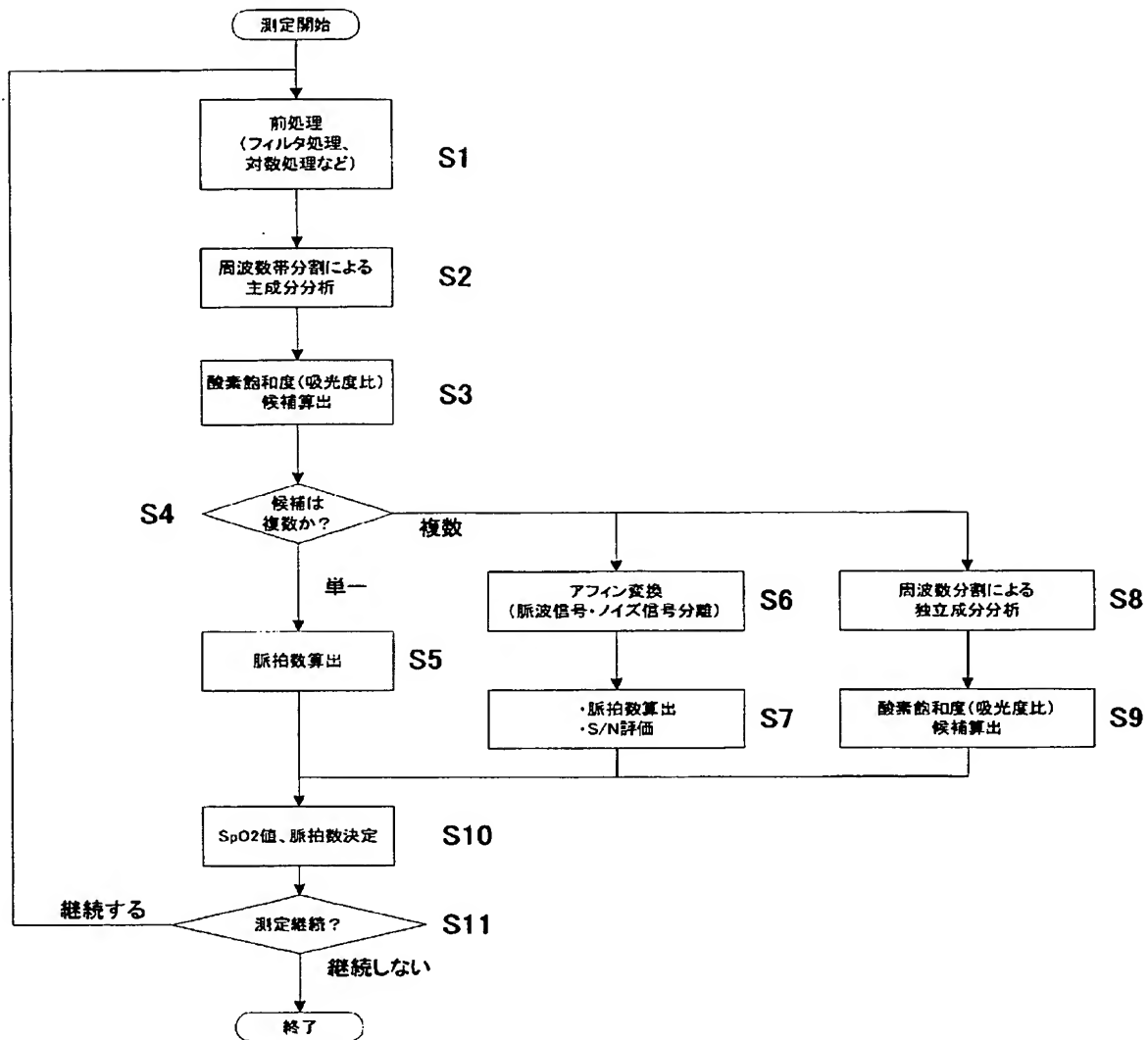
【図 9】

周波数範囲	吸光度比1	吸光度比2
0.5～1.0Hz	0.52	0.62
1.0～1.5Hz	0.49	0.75
1.5～2.0Hz	0.59	0.68
2.0～2.5Hz	0.71	0.85
2.5～3.0Hz	0.55	0.85
3.0～3.5Hz	0.83	0.99
3.5～4.0Hz	0.81	0.90
4.0～4.5Hz	0.82	0.87
4.5～5.0Hz	0.81	0.90
5.0～5.5Hz	0.82	0.97
5.5～6.0Hz	0.83	0.92

【図 1 0】

周波数範囲	吸光度比1	吸光度比2
0.5～1.0Hz	0.45	1.14
1.0～1.5Hz	0.49	0.57
1.5～2.0Hz	0.50	0.88
2.0～2.5Hz	0.49	0.56
2.5～3.0Hz	0.49	0.57
3.0～3.5Hz	0.48	0.60
3.5～4.0Hz	0.50	0.58
4.0～4.5Hz	0.52	0.59
4.5～5.0Hz	0.50	0.58
5.0～5.5Hz	0.50	0.58
5.5～6.0Hz	0.51	0.61

【図 11】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 ノイズの重畳した観測信号から容易にノイズを除去して脈波データを抽出して、吸光度比を求めることにある。

【解決手段】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射して透過または反射した各波長の光を電気信号に変換して得られた各波長の測定脈波データからノイズを除去する方法であって、前記各波長の測定脈波データ列に対して、既知の吸光度比を用いたアフィン変換により測定脈波データ列を白色化处理、或いは信号周波数帯域を複数に分割し独立成分分析により、白色化处理をして、脈波信号とノイズ信号とに分離するノイズ除去方法。

【選択図】 図 1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 3 - 1 8 7 3 2 4
受付番号	5 0 3 0 1 0 8 8 4 0 9
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 5 年 7 月 1 日

<認定情報・付加情報>

【提出日】 平成15年 6月30日

特願 2 0 0 3 - 1 8 7 3 2 4

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 2 3 0 9 6 2]

1 . 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 2 8 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 番 4 号

氏 名

日本光電工業株式会社